

Ref-1

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2004-073649
 (43)Date of publication of application : 11.03.2004

(51)Int.CI. A61H 3/00
 A63B 23/04
 A63B 71/06

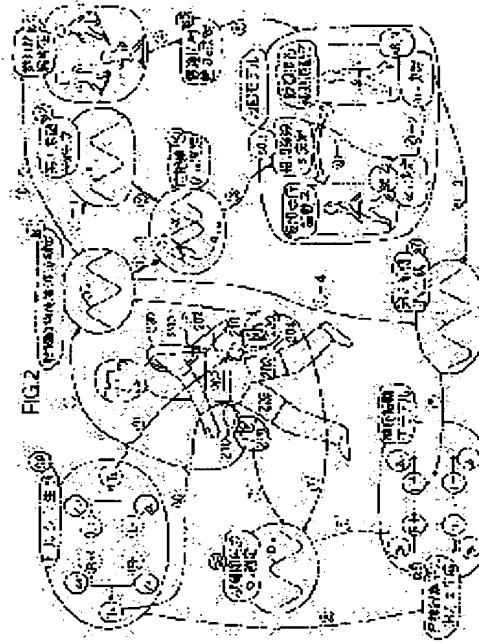
(21)Application number : 2002-240699 (71)Applicant : HONDA MOTOR CO LTD
 (22)Date of filing : 21.08.2002 (72)Inventor : YASUHARA KEN
 MIYAKE YOSHIHIRO

(54) CONTROL SYSTEM FOR WALKING AID

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a system capable of controlling an autonomous walking support rhythm while following up a change in a walking rhythm of a walker.

SOLUTION: In a control system 100, a first vibrator (x) to be mutually pulled in with a walking vibrator (coxal angular velocity) ψ_H' is generated while being reflected with an intrinsic angular velocity. Besides, a new intrinsic angular velocity ω_{mg} is determined based upon the deviation of a first phase difference θ_{HM} between the first vibrator (x) and the walking vibrator ψ_H' from an optimal phase difference θ_d . Further, a second vibrator (y) to be mutually pulled in with the walking vibrator ψ_H while being reflected with the intrinsic angular velocity ω_m and having a second phase difference θ_{hm} closer to the optimal phase difference θ_d rather than the first phase difference θ_{HM} with respect to the walking vibrator ψ_H' is generated. Then, a walking support vibrator (application torque to the walker by a walking aid 200) T is generated based upon the second vibrator (y) and the walking vibrator (coxal angular velocity) ψ_H .



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 29.11.2004
 [Date of sending the examiner's decision of rejection]
 [Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]
 [Date of final disposal for application]
 [Patent number]
 [Date of registration]
 [Number of appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]
 [Date of extinction of right]

Copyright (C) 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-73649

(P2004-73649A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int.Cl.⁷

A61H 3/00

F 1

テーマコード(参考)

A63B 23/04

A61H 3/00

B

A63B 71/06

A63B 23/04

B

A63B 71/06

K

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号

特願2002-240699 (P2002-240699)

(22) 出願日

平成14年8月21日 (2002.8.21)

(71) 出願人 000005326

本田技研工業株式会社

東京都港区南青山二丁目1番1号

(74) 代理人 100077805

弁理士 佐藤 辰彦

(74) 代理人 100077665

弁理士 千葉 剛宏

(72) 発明者

安原 謙

埼玉県和光市白子2-12-30-307

(72) 発明者

三宅 美博

神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東

京工業大学 大学院 総合理工学研究科内

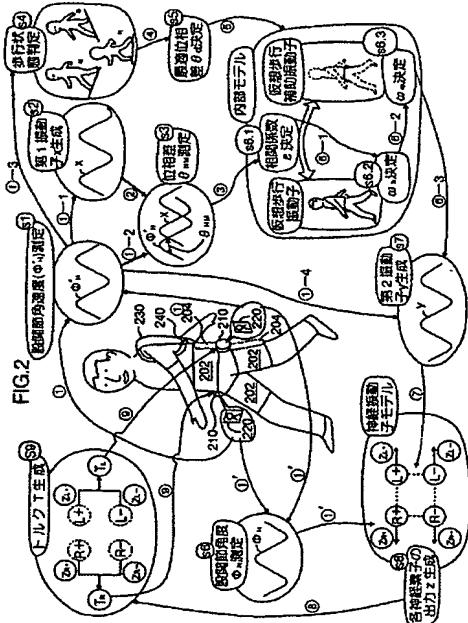
(54) 【発明の名称】歩行補助装置の制御システム

(57) 【要約】

【課題】歩行者の歩行リズムの変化に追従しながらも、自律性を持った歩行補助リズムを制御し得るシステムを提供する。

【解決手段】本発明の制御システム100によれば、固有角速度が反映された形で歩行振動子(股関節角速度) ϕ_H と相互に引き込み合う第1振動子xが生成される。また、第1振動子xと歩行振動子 ϕ_H との第1位相差 θ_{HM} と、最適位相差 θ_d との偏差に基づいて新たな固有角速度 ω_m が決定される。さらにこの固有角速度 ω_m が反映された形で歩行振動子 ϕ_H と相互に引き込み合い、第1位相差 θ_{HM} よりも最適位相差 θ_d に近い第2位相差 θ_{bm} を歩行振動子 ϕ_H に對して有する第2振動子yが生成される。そして、第2振動子yと歩行振動子(股関節角度) ϕ_H とに基づき、歩行補助振動子(歩行補助装置200による歩行者への付与トルク)Tが生成される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歩行補助装置により歩行が補助されている歩行者の歩行振動子を測定する歩行振動子測定手段と、

固有角速度が反映された形で歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子と相互に引き込み合う第1振動子を生成する第1振動子生成手段と、

第1振動子と歩行振動子との第1位相差と、最適位相差との偏差に基づいて新たな固有角速度を決定する決定手段と、

決定手段により決定された固有角速度が反映された形で歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子と相互に引き込み合い、第1位相差よりも最適位相差に近い第2位相差を

10

歩行振動子に対して有する第2振動子を生成する第2振動子生成手段と、

第2振動子と、歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子とに基づき、歩行補助装置の歩行補助振動子を生成する歩行補助振動子生成手段とを備えていることを特徴とする制御システム。

【請求項 2】

歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする請求項1記載の制御システム。

【請求項 3】

20

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする請求項1記載の制御システム。

【請求項 4】

歩行状態判定手段が歩行者の歩行状態として平地歩行状態と、上昇歩行状態と、下降歩行状態とを判定し、

最適位相差決定手段が基本的に平地歩行状態では0、上昇歩行状態では-、下降歩行状態では+となるように最適位相差を決定することを特徴とする請求項2又は3記載の制御シ

30

ステム。

【請求項 5】

歩行状態判定手段が歩行状態として歩行の緩急を判定し、

最適位相差決定手段が基本的に歩行が急であれば-、歩行が緩やかであれば+となるように最適位相差を決定することを特徴とする請求項2又は3記載の制御システム。

【請求項 6】

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を表す判定する生理状態判定手段と、

生理状態判定手段により判定された歩行者の生理状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする請求項1記載の制御システム。

40

【請求項 7】

生理状態判定手段が歩行者の生理状態として該歩行者の疲労度を判定し、

最適位相差決定手段が基本的に歩行者の疲労度が小さければ+、歩行者の疲労度が大きければ-となるように最適位相差を決定することを特徴とする請求項6記載の制御システム。

。

【請求項 8】

第1振動子生成手段が仮想的な複数の物体間の相関が反映された形で、該複数の物体の運動に対応する複数の第1振動子を生成し、

第2振動子生成手段が仮想的な複数の物体間の相関が反映された形で、該複数の物体の運

50

動に対応する複数の第2振動子を生成することを特徴とする請求項1、2、3、4、5、6又は7記載の制御システム。

【請求項9】

歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、

歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項8記載の制御システム。

【請求項10】

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、

歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項8記載の制御システム。

【請求項11】

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を判定する生理状態判定手段と、

生理状態判定手段により判定された歩行者の生理状態に応じ、第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項8記載の制御システム。

【請求項12】

決定手段が仮想歩行振動子と仮想歩行補助振動子との位相関係を表す内部モデルに従い、第1振動子と歩行振動子との第1位相差よりも、第2振動子と歩行振動子との第2位相差を最適位相差に近づける固有角速度を決定することを特徴とする請求項1～11のうちいずれか1つ記載の制御システム。

【請求項13】

決定手段が、内部モデルに従い、仮想歩行振動子及び仮想歩行補助振動子の第2位相差が第1位相差に近づくように仮想歩行振動子及び仮想歩行補助振動子の相関係数を決定する相関係数決定手段と、

該相関係数に基づき仮想歩行振動子の角速度を決定する第1角速度決定手段と、該仮想歩行振動子の角速度に基づき、第2位相差が最適位相差に近づくように第2振動子生成に係る固有角速度としての仮想歩行補助振動子の角速度を決定する第2角速度決定手段とを備えていることを特徴とする請求項12記載の制御システム。

【請求項14】

歩行補助振動子生成手段が仮想的な複数の神経素子間の相関が反映された形で、該複数の神経素子の挙動に対応する歩行補助振動子を生成することを特徴とする請求項1～13のうちいずれか1つ記載の制御システム。

【請求項15】

歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、

歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項14記載の制御システム。

【請求項16】

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、

歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、歩行補助振動子の生成に係

10

20

30

40

50

る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項14記載の制御システム。

【請求項17】

歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を判定する生理状態判定手段と、

歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする請求項14記載の制御システム。

【請求項18】

10

歩行状態とn個の歩行振動子がn次元空間に描くトレースのパターンとの対応関係を記憶する記憶手段を備え、歩行状態判定手段が記憶手段により記憶されている対応関係と、歩行振動子測定手段により測定される該n個の歩行振動子がn次元空間に描くトレースのパターンとに基づき歩行状態を判定することを特徴とする請求項2、9又は15記載の制御システム。

【請求項19】

第1及び第2振動子生成手段が、歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子を含むファン・デル・ポル方程式により表現される非線形振動子モデルに従って第1及び第2振動子を生成することを特徴とする請求項1～18のうちいずれか1つ記載の制御システム。

20

【請求項20】

歩行振動子測定手段が第1振動子、第2振動子及び歩行補助振動子の生成用の歩行振動子として歩行リズムに対応するリズムで周期的に変動する歩行者の関節角度及び角速度を含む種々の振動子のうち少なくともいずれか1つを測定することを特徴とする請求項1～19のうちいずれか1つ記載の制御システム。

【請求項21】

30

歩行補助振動子生成手段が歩行補助振動子として、歩行者に付与される脚体関節回りのトルク、又はトルク及びトルクの変動に対応して歩行者が知覚可能な形態で周期的に変動する振動子を生成することを特徴とする請求項1～20のうちいずれか1つ記載の制御システム。

【請求項22】

歩行振動子測定手段が歩行状態判定用の歩行振動子として、歩行者の脚体関節角度、脚体関節角速度、脚体関節角加速度、及び脚体の一部の位置のうち少なくともいずれかを測定することを特徴とする請求項2、9、15又は18記載の制御システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、歩行補助装置の制御システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

40

歩行者に対して脚体関節（股関節、膝関節、足関節）回りのトルクを付与することでその歩行を補助する装置が知られている。

【0003】

歩行補助装置において、歩行補助リズム（歩行者へのトルク付与リズム）が予めプログラムされている場合、歩行者はそのプログラムされた歩行補助リズムに従った歩行リズムを強制される。このため、歩行者が歩行リズムを速めたいにも関わらず歩行補助リズムが遅ければゆっくりと歩行せざるを得ない。また、歩行者が歩行リズムを遅らせたいにもかかわらず歩行補助リズムが速ければ速く歩行せざるを得ない。従って、歩行者が意思にそぐわない歩行を強制されているとの不快感を抱く可能性が高い。

【0004】

50

一方、歩行補助リズムを歩行者の歩行リズムに完全に追従させる場合、歩行者はその意思に従った歩行リズムで歩行することが可能となる。

【0005】

即ち、歩行者が歩行リズムを速めようとして脚体の動きを速めたとき、歩行補助リズムがこの脚体の動きの変化に追従して速く制御されれば、歩行者はその意思通りに速く歩行することができる。また、歩行者が歩行リズムを遅らせようとして脚体の動きを遅らせたとき、歩行補助リズムがこの脚体の動きの変化に追従して遅く制御されれば、歩行者はその意思通りにゆっくりと歩行することができる。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

10

しかし、歩行補助装置を装着している歩行者にとっては、歩行補助装置を利用しているからにはその歩行が補助されているとの感覚が得られることも重要である。従って、歩行者の完全主導による歩行補助では歩行者がその意図通りのリズムで歩行することができても、かかる感覚の薄れにより歩行補助装置を用いた歩行に違和感を覚えるおそれがある。

【0007】

また、歩行者が自ら生み出す歩行リズムが急激に変化した場合や、通常の歩行に鑑みて不自然であるような場合、その歩行リズムに従った歩行が助成されてしまい、歩行者の心身負担が増大するおそれがある。

【0008】

そこで、本発明は歩行者の歩行リズムの変化に追従しながらも、自律性を持った歩行補助リズムを制御し得るシステムを提供することを解決課題とする。

20

【0009】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するための本発明の歩行補助装置の制御システムは、歩行補助装置により歩行が補助されている歩行者の歩行振動子を測定する歩行振動子測定手段と、固有角速度が反映された形で歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子と相互に引き込み合う第1振動子を生成する第1振動子生成手段と、第1振動子と歩行振動子との第1位相差と、最適位相差との偏差に基づいて新たな固有角速度を決定する決定手段と、決定手段により決定された固有角速度が反映された形で歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子と相互に引き込み合い、第1位相差よりも最適位相差に近い第2位相差を歩行振動子に対して有する第2振動子を生成する第2振動子生成手段と、第2振動子と、歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子とに基づき、歩行補助装置の歩行補助振動子を生成する歩行補助振動子生成手段とを備えていることを特徴とする。

30

【0010】

本発明によれば、歩行リズムが反映された歩行振動子に対し、歩行補助の観点から適切な位相差を持った振動子を生成した上で、当該振動子に基づいて歩行補助振動子を生成することで歩行補助リズムの最適化を図ることができる。

【0011】

なお、本発明において用いられる「振動子」とは、あるリズム（角速度）で振動（時間変化）する現実的な又は仮想的なパラメータを意味する。例え「歩行振動子」とは、歩行リズムが反映されたりズムで振動する歩行者の脚体関節角度や脚体関節角速度等を意味する。また「歩行補助振動子」とは、歩行補助リズムが反映されたりズムをもって振動する歩行者への脚体関節回りの付与トルク等を意味する。

40

【0012】

詳細にはまず、▲1▼「固有角速度」が反映された形で歩行振動子と相互に引き込み合う「第1振動子」が生成される。第1振動子は「相互引き込み」の効果により歩行振動子のリズムと調和しながらも「固有角速度」が反映された自律的なリズムをもって振動する。

【0013】

但し、第1振動子は歩行振動子のリズムと調和するものの、歩行振動子に対する第1位相差が歩行補助に適切な位相差であるとは限らない。このため、第1振動子に基づき歩行補助

50

助振動子が決定されると歩行リズムと歩行補助リズムとが歩行補助に不適切な位相差（～第1位相差）を持ち、歩行補助を伴う歩行が不適切となるおそれがある。従って、第1振動子に基づき、歩行振動子に対して歩行補助に適切な位相差を有する新たな振動子が生成される必要がある。

【0014】

そこで、▲2▼新たな「固有角速度」が決定され上で、この固有角速度が反映された形で歩行振動子と相互に引き込み合い、第1位相差よりも「最適位相差」に近い「第2位相差」を歩行振動子に対して有する「第2振動子」が生成される。

【0015】

第2振動子のリズムは歩行リズム（～歩行振動子のリズム）に対して「最適位相差」又はこれに近い位相差（～第2位相差）を有する。従って、第2振動子に基づき歩行補助振動子が決定されれば、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が最適位相差に近くなる。

【0016】

そこで、▲3▼第2振動子及び歩行振動子に基づき歩行補助振動子が生成される。これにより、歩行リズムと最適位相差を実現し得るように歩行補助振動子が生成される。また、歩行振動子及び歩行リズムに反映される歩行状態に応じたリズムで当該歩行者の歩行が補助され得る。

【0017】

従って、本発明によれば▲1▼歩行者の歩行リズム（～歩行振動子のリズム）の変化に追従しながらも、▲2▼この歩行リズムと「最適位相差」を有するような自律性を持ち、且つ、▲3▼歩行者の歩行状態に応じた円滑な歩行補助が実現されるような歩行補助リズムを実現することができる。

【0018】

このように、歩行リズムが変動したとき歩行補助リズムがこれに調和しながら追従し、歩行リズムもこの歩行補助リズムに調和するといったように歩行者（人体）と歩行補助装置（機械）との調和（相互の歩み寄り）を図り得る。従って、歩行者に歩行補助装置によりその歩行が補助されていることを程よい加減で実感させながらも、適切な歩行補助を実現できる。また、歩行リズムが急激に変動しても、歩行補助リズムがこれに完全追従しないので、歩行者の心身に負担を与えるような歩行補助及び歩行が助成される事態を回避し得る。

30

【0019】

また、本発明は、歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする。

【0020】

さらに本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする。

40

【0021】

本発明によれば、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が歩行者の歩行状態に応じて変動する最適位相差に近づけられることで、歩行状態の変動に応じた適切な歩行補助を伴う歩行を実現することができる。

【0022】

また、本発明は、歩行状態判定手段が歩行者の歩行状態として平地歩行状態と、上昇歩行状態と、下降歩行状態とを判定し、最適位相差決定手段が基本的に平地歩行状態では0、上昇歩行状態では-、下降歩行状態では+となるように最適位相差を決定することを特徴とする。

50

【0023】

本発明によれば、最適位相差が+に決定されることで、歩行リズムと歩行補助リズムとが当該決定値 (> 0) 又はこれに近い位相差を有し、歩行者は歩行補助装置を先導する形で歩行し得る。一方、最適位相差が-に決定されることで、歩行リズムと歩行補助リズムとが当該決定値 (< 0) 又はこれに近い位相差を有し、歩行者は歩行補助装置に先導される形で歩行し得る。

【0024】

従って、歩行者は負担が比較的小さい「下降歩行状態」では歩行補助装置を先導し、負担が比較的大きい「上昇歩行状態」では歩行補助装置に先導される形で歩行し得る。なお、最適位相差は歩行状態に応じて0、+、-に固定されるわけではなく、歩行者の意思や他の要因に応じて変更され得る。

【0025】

また、本発明は、歩行状態判定手段が歩行状態として歩行の緩急を判定し、最適位相差決定手段が基本的に歩行が急であれば-、歩行が緩やかであれば+となるように最適位相差を決定することを特徴とする。

【0026】

本発明によれば、歩行者は負担が比較的小さい「緩やかな歩行」に際しては歩行補助装置を先導し、負担が比較的大きい「急な歩行」では歩行補助装置に先導される形で歩行し得る。

【0027】

20

さらに本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を表す判定する生理状態判定手段と、生理状態判定手段により判定された歩行者の生理状態に応じて最適位相差を決定する最適位相差決定手段とを備えていることを特徴とする。

【0028】

本発明によれば、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が歩行者の生理状態に応じて変動する最適位相差に近づけられることで、生理状態の変動に応じた適切な歩行補助を伴う歩行を実現することができる。

【0029】

30

また、本発明は、生理状態判定手段が歩行者の生理状態として該歩行者の疲労度を判定し、最適位相差決定手段が基本的に歩行者の疲労度が小さければ-、歩行者の疲労度が大きければ+となるように最適位相差を決定することを特徴とする。

【0030】

本発明によれば、歩行者はその疲労度が小さい場合は歩行補助装置を先導し、疲労度が大きい場合は歩行補助装置に先導される形で歩行し得る。

【0031】

40

さらに本発明は、第1振動子生成手段が仮想的な複数の物体間の相関が反映された形で、該複数の物体の運動に対応する複数の第1振動子を生成し、第2振動子生成手段が仮想的な複数の物体間の相関が反映された形で、該複数の物体の運動に対応する複数の第2振動子を生成することを特徴とする。

【0032】

本発明によれば、仮想的な複数の物体間の相関強度の調節を通じて歩行者の実際の歩行により適合した形で歩行補助振動子が生成されるように第1及び第2振動子を生成することができる。

【0033】

具体的には、仮想的な複数の物体として例えば左右の脚体や同一脚体の複数の関節が想定された場合、交互に前後に動く等の左右の脚体の定性的相関や股関節回りの脚体運動と膝関節回りの脚体運動との周期や位相差等の同一脚体の関節間の定性的相関等が反映された形で「第1振動子」及び「第2振動子」ひいては「歩行補助振動子」が生成される。従つ

50

て、生成された歩行補助振動子に応じた歩行補助リズムを当該定性的な相関に基づいた歩行者に適切なリズムに調節することができる。

【0034】

また、本発明は、歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする。

【0035】

さらに本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする。10

【0036】

本発明によれば、上記のように仮想的な複数の物体として想定された左右の脚体等の定性的相関に基づき、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該定性的相関が歩行者の「歩行状態」の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、歩行状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0037】

さらに本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を判定する生理状態判定手段と、生理状態判定手段により判定された歩行者の生理状態に応じ、第1及び第2振動子の生成に係る仮想的な複数の物体間の相関を調節する第1相関調節手段とを備えていることを特徴とする。20

【0038】

本発明によれば、上記のように仮想的な複数の物体として想定された左右の脚体等の定性的相関に基づき、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該定性的相関が歩行者の「生理状態」の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、生理状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0039】

また、本発明は、決定手段が仮想歩行振動子と仮想歩行補助振動子との位相関係を表す内部モデルに従い、第1振動子と歩行振動子との第1位相差よりも、第2振動子と歩行振動子との第2位相差を最適位相差に近づける固有角速度を決定することを特徴とする。30

【0040】

さらに本発明は、決定手段が、内部モデルに従い、仮想歩行振動子及び仮想歩行補助振動子の第2位相差が第1位相差に近づくように仮想歩行振動子及び仮想歩行補助振動子の相関係数を決定する相関係数決定手段と、該相関係数に基づき仮想歩行振動子の角速度を決定する第1角速度決定手段と、該仮想歩行振動子の角速度に基づき、第2位相差が最適位相差に近づくように第2振動子生成に係る固有角速度としての仮想歩行補助振動子の角速度を決定する第2角速度決定手段とを備えていることを特徴とする。40

【0041】

本発明によれば、仮想歩行リズム及び仮想歩行補助リズムの位相差（～第2位相差）が第1位相差よりも「最適位相差」に近づけられ、これにより実際の歩行補助リズムと実際の歩行リズムとの位相差を歩行補助を伴う歩行に適した「最適位相差」に近づけることができる。

【0042】

また、本発明は、歩行補助振動子生成手段が仮想的な複数の神経素子間の相関が反映された形で、該複数の神経素子の挙動に対応する歩行補助振動子を生成することを特徴とする。50

【0043】

本発明によれば、仮想的な複数の神経素子の相関強度の調節を通じて歩行者の実際の歩行により適合した形での歩行補助を実現することができる。

【0044】

また、本発明は、歩行振動子測定手段により測定される歩行振動子に基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする。

【0045】

さらに本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の歩行状態を判定する歩行状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする。
10

【0046】

本発明によれば、上記のように仮想的な複数の神経素子の相関強度の調節を通じ、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該相関強度が歩行者の「歩行状態」の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、歩行状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0047】

また、本発明は、歩行者の生理状態を表す生理パラメータを測定する生理パラメータ測定手段と、生理パラメータ測定手段により測定される生理パラメータに基づいて歩行者の生理状態を判定する生理状態判定手段と、歩行状態判定手段により判定された歩行者の歩行状態に応じ、歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子間の相関を調節する第2相関調節手段とを備えていることを特徴とする。
20

【0048】

本発明によれば、上記のように仮想的な複数の神経素子の相関強度の調節を通じ、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該相関強度が歩行者の「生理状態」の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、生理状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0049】

さらに本発明は、歩行状態と n 個の歩行振動子が n 次元空間に描くトレースのパターンとの対応関係を記憶する記憶手段を備え、歩行状態判定手段が記憶手段により記憶されている対応関係と、歩行振動子測定手段により測定される該 n 個の歩行振動子が n 次元空間に描くトレースのパターンとに基づき歩行状態を判定することを特徴とする。
30

【0050】

本発明によれば、歩行状態と n 個の歩行振動子が n 次元空間に描くトレースとの間の一定関係（本願発明者の得た知見）に基づき、歩行状態を高精度で判定することができる。

【0051】

また、本発明は、さらに本発明は、第1及び第2振動子生成手段が、歩行振動子測定手段により測定された歩行振動子を含むファン・デル・ポル方程式により表現される非線形振動子モデルに従って第1及び第2振動子を生成することを特徴とする。
40

【0052】

本発明によれば、ファン・デル・ポル方程式に含まれる項の調節を通じ、歩行振動子と第1及び第2振動子との相互引き込みを調節することができる。

【0053】

さらに本発明は、歩行振動子測定手段が第1振動子、第2振動子及び歩行補助振動子の生成用の歩行振動子として歩行リズムに対応するリズムで周期的に変動する歩行者の関節角度及び角速度を含む種々の振動子のうち少なくともいずれか1つを測定することを特徴とする。

【0054】

10

20

30

40

50

本発明によれば、実際の歩行リズムが正確に反映された形で振動する関節角速度及び角度（歩行振動子）に基づいて第1振動子、第2振動子及び歩行補助振動子を生成することができる。

【0055】

また、本発明は、歩行補助振動子生成手段が歩行補助振動子として、歩行者に付与される脚体関節回りのトルク、又はトルク及びトルクの変動に対応して歩行者が知覚可能な形態で周期的に変動する振動子を生成することを特徴とする。

【0056】

本発明によれば、歩行者に対し、その歩行リズムと最適位相差をもって調和したリズムで脚体関節回りのトルク等を付与することができる。

10

【0057】

さらに本発明は、歩行振動子測定手段が歩行状態判定用の歩行振動子として、歩行者の脚体関節角度、脚体関節角速度、脚体関節角加速度、及び脚体の一部の位置のうち少なくともいずれかを測定することを特徴とする。

【0058】

本発明によれば、歩行状態と密接に関連する脚体関節角速度等に基づいて歩行状態が判定されるので、当該判定精度の向上を図ることができる。

【0059】

【発明の実施の形態】

本発明の歩行補助装置の制御システムの実施形態について図面を用いて説明する。図1は本発明の制御システムの一実施形態の構成説明図であり、図2は本発明の制御システムの一実施形態の機能説明図であり、図3は2つの振動子の相関の説明図であり、図4～図9は本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図であり、図10は本発明の制御システムの他の実施形態の神経振動子モデルの説明図である。

20

【0060】

なお、以下の説明において変数（丸付き数字を除く。）に付されているダッシュ（'）及びダブルダッシュ（''）はそれぞれ当該変数の時間による1回微分及び2回微分を表す。また、歩行者の脚体等について左右の別を明確にするためパラメータに添字L、Rを付するが、左右を区別する必要がないときは添字L、Rを適宜省略する。

【0061】

30

図1に示す制御システム100の制御対象である歩行補助装置200は、歩行者の腹部及び左右の大腿部に装着されるサポーター202と、サポーター202と一体とされた剛体部材204と、歩行者の腰部の横にあってサポーター202及び剛体部材204を介して歩行者に股関節回りのトルクを付与するアクチュエータ210と、左右の股関節角度に応じた信号を出力する角度センサ220と、歩行者の背中に担がれたバックパック230に内蔵され、アクチュエータ210等の電源となる電池240とを備えている。

【0062】

制御ユニット100はバックパック230に内蔵されたCPU（演算処理ユニット）、ROM、RAM等の記憶装置（図示略）により構成されている。また、制御ユニット100は歩行振動子測定ユニット110と、第1振動子生成ユニット120と、第1位相差測定ユニット130と、歩行状態判定ユニット140と、最適位相差決定ユニット150と、決定ユニット160と、第2振動子生成ユニット170と、神経振動子生成ユニット180と、歩行補助振動子生成ユニット190とを備えている。

40

【0063】

歩行振動子測定ユニット110は股関節角速度測定ユニット112と、股関節角度測定ユニット114とを備えている。股関節角速度測定ユニット112は角度センサ220の出力に基づいて股関節角速度 $\dot{\phi}_H$ 'を測定する。股関節角度測定ユニット114は角度センサ220の出力に基づいて股関節角度 ϕ_H ''を測定する。

【0064】

第1振動子生成ユニット120は股関節角速度測定ユニット112により測定された角速

50

度 ω_h で変化する股関節角速度 ϕ_h 、と、固有角速度 ω_m が反映された形で相互に引き込み合う第1振動子（後述） x を生成する。第1振動子 x は後述のファン・デル・ポル方程式により表現される非線形振動子モデルに従って生成される。

【0065】

第1位相差測定ユニット130は角速度 ω_h で変化する股関節角速度 ϕ_h 、と、ファン・デル・ポル方程式に含まれる固有角速度 ω_m が反映された第1振動子 x との第1位相差 $\theta_{h,m}$ を測定する。

【0066】

歩行状態判定ユニット140は「歩行状態」と、股関節角速度 ϕ_h 、を含む n 個の歩行振動子が「 n 次元空間（平面）に描くトレースのパターン」との対応関係を記憶する記憶装置（図示略）を備えている。また、歩行状態判定ユニット140は記憶装置により記憶されている「対応関係」と、歩行振動子測定ユニット110により測定される「当該 n 個の歩行振動子が n 次元空間に描くトレースのパターン」とに基づき「歩行状態」を判定する。
10

【0067】

最適位相差決定ユニット150は歩行状態判定ユニット140により判定された「歩行状態」に応じ、最適位相差 θ_d を決定する。

【0068】

決定ユニット160は第2位相差決定ユニット162と、相関係数決定ユニット164と、第1角速度決定ユニット166と、第2角速度決定ユニット168とを備えている。
20

【0069】

第2位相差測定ユニット162は仮想歩行振動子（位相） θ_h と仮想歩行補助振動子（位相） θ_m との位相関係を表す「内部モデル」に従って、仮想歩行振動子 θ_h と仮想歩行補助振動子 θ_m との第2位相差 $\theta_{h,m}$ ($= \theta_h - \theta_m$) を決定する。

【0070】

相関係数決定ユニット164は第2位相差 $\theta_{h,m}$ ($= \theta_h - \theta_m$) が第1位相差 θ_h に近づくように仮想歩行振動子 θ_h と仮想歩行補助振動子 θ_m との相関係数 ϵ を決定する。

【0071】

第1角速度決定ユニット166は相関係数 ϵ に基づき、仮想歩行振動子 θ_h の角速度 ω_h を決定する。
30

【0072】

第2角速度決定ユニット168は仮想歩行振動子 θ_h の角速度 ω_h に基づき、第2位相差 $\theta_{h,m}$ が最適位相差決定ユニット150により決定された最適位相差 θ_d に近づくように仮想歩行補助振動子 θ_m の角速度 ω_m を決定する。

【0073】

第2振動子生成ユニット170は股関節角速度測定ユニット112により測定された股関節角速度（歩行振動子） ϕ_h 、と、第2角速度決定ユニット166により決定された仮想歩行補助振動子 θ_m の角速度 ω_m が固有角速度 (ω_m) として反映された形で相互に引き込み合う第2振動子（後述） y を生成する。第2振動子 y は、第1振動子 x と同様にファン・デル・ポル方程式により表現される非線形振動子モデルに従って生成される。
40

【0074】

神経振動子生成ユニット180は第2振動子 y と、股関節角度測定ユニット114により測定された股関節角度（歩行振動子） ϕ_h とに基づき、歩行に関する複数の神経素子（ニューロン）の振舞いを表す神経振動子モデル（後述）に従い、各神経素子の出力（神経振動子） z を生成する。

【0075】

歩行補助振動子生成ユニット190は各神経素子の出力 z に基づき、歩行補助装置200による歩行者への付与トルク（歩行補助振動子） T を生成するトルク生成ユニット192
50

を備えている。

【0076】

次に、歩行補助装置200の制御システム100の機能について図2、図3を用いて説明する。

【0077】

まず、角度センサ220の出力に基づき（図2矢印▲1▼参照）、股関節角速度測定部112により歩行者の左右の股関節回りの角速度 ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} が測定される（図2s1）。

【0078】

次に、第1振動子生成ユニット120により、股関節角速度 ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} に基づき¹⁰（図2矢印▲1▼-1参照）、次式（1a）（1b）で表されるファン・デル・ポル（van der Pol）方程式に従って第1振動子 x_L 、 x_R が決定される（図2s2）。

【0079】

$$x_L'' = \xi (1 - x_L^2) x_L' - \omega_{ML}^2 x_L + g (x_L - x_R) + c_1 \phi_{HL} \quad \dots (1a)$$

$$x_R'' = \xi (1 - x_R^2) x_R' - \omega_{MR}^2 x_R + g (x_R - x_L) + c_1 \phi_{HR} \quad \dots (1b)$$

20

【0080】

ここで ξ は第1振動子 x 及びその時間による1回微分 x' が $x - x'$ 平面で安定なりミットサイクルを描くように決定される係数（ > 0 ）である。 ω_M は固有角速度である。 g は左右の脚体の相関係数である。 c_1 はフィードバック係数である。固有角速度 ω_M は、歩行補助装置200による実際の歩行補助リズムから大きく外れない範囲で任意に設定されてよい。

【0081】

第1振動子 x_L 、 x_R はルンゲ・クッタ法により決定される。第1振動子 x_L 、 x_R はそれぞれ左右の脚体に関する仮想的な歩行補助リズムを表す。また、第1振動子 x_L 、 x_R はファン・デル・ポル方程式の1つの性質である「相互引き込み」により、股関節角速度（歩行振動子） ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} のリズムと調和しながらも「固有角速度」 ω_{ML} 、 ω_{MR} が反映された自律的なリズムをもって振動するという性質がある（図3参照）。また、股関節角速度（歩行振動子） ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} は実際の歩行リズムと略同等のリズムで振動する（図3参照）。

30

【0082】

続いて、位相差測定ユニット130により股関節角速度（歩行振動子） ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} 、（位相 θ_{HL} 、 θ_{HR} ／図2矢印▲1▼-2参照）と、第1振動子 x_L 、 x_R （位相 θ_{ML} 、 θ_{MR} ／図2矢印▲2▼参照）との第1位相差 θ_{HML} （ $= \theta_{HL} - \theta_{ML}$ ）、 θ_{HMR} （ $= \theta_{HR} - \theta_{MR}$ ）が決定される（図2s3）。具体的には、図3に示すように $\phi_{HL} = 0$ 且つ $\phi_{HL}'' > 0$ となる時点（ $\dots, t_{i-1}, t_{i-1} + 1, \dots$ ）と、 $x = 0$ 且つ $x' > 0$ となる時点との時間差に応じ、股関節角速度 ϕ_{HL} の位相 θ_{HL} と、第1振動子 x の位相 θ_M との位相差 θ_{HML} （ $= \theta_{HL} - \theta_{ML}$ ）が決定される。

40

【0083】

また、歩行状態判定ユニット140により、歩行状態判定ユニット110により測定される股関節角速度 ϕ_H を含む n （ $n = 1, 2, \dots$ ）個の歩行振動子（図2矢印▲1▼-3参照）に基づき歩行状態が判定される（s4）。

【0084】

具体的には、まず、歩行状態判定ユニット140により記憶装置（図示略）から「歩行状態」と「 n 個の歩行振動子が n 次元空間に描くトレースのパターン」との対応関係が読み取られる。この上で、歩行状態判定ユニット140により、当該対応関係と、歩行振動子

50

測定ユニット110により測定されるn個の歩行振動子がn次元空間に描くトレースのパターンとに基づき「歩行状態」が判定される。

【0085】

なお、歩行状態判定用の歩行振動子として、歩行者の股関節角度 ϕ_h や、膝関節、足関節、肩関節、肘関節の角度や角速度、角加速度、脚体の一部の位置、さらには歩行者の着地音、呼吸音、意図的な発聲音等、歩行リズムと連関したリズムで変動する種々のパラメータが歩行振動子測定ユニット110により測定されてもよい。また、歩行状態判定ユニット140により判定される歩行者の歩行状態としては「平地歩行状態」、「上昇歩行状態」、「下降歩行状態」が挙げられる。

【0086】

さらに最適位相差決定ユニット150により、歩行状態判定ユニット140により判定された「歩行状態」(図2矢印▲4▼)に基づき、最適位相差 θ_d が決定される(図2s5)。具体的には、最適位相差決定ユニット150により、基本的に平地歩行状態では0、上昇歩行状態では- (例えば-0.5 [rad]以下)、下降歩行状態では+ (例えば+0.3 [rad]以上)となるように最適位相差 θ_d が決定される。

【0087】

ここで、位相差測定ユニット130により測定される第1位相差 θ_{h_m} が過去3歩行周期にわたって一定の場合、第2位相差決定ユニット162により次式(2a) (2b)で表される「内部モデル」に従って、仮想歩行振動子 θ_h と仮想歩行補助振動子 θ_m との第2位相差 θ_{h_m} (= θ_h - θ_m)が決定される。

【0088】

$$\theta_h' = \omega_h + \epsilon \cdot \sin(\theta_m - \theta_h) \cdots (2a)$$

$$\theta_m' = \omega_m + \epsilon \cdot \sin(\theta_h - \theta_m) \cdots (2b)$$

【0089】

ここで、 ϵ は内部モデルにおける仮想歩行振動子 θ_h 及び歩行補助振動子 θ_m の相関係数である。また、 ω_h は仮想歩行振動子 θ_h の固有角速度であり、 ω_m は仮想歩行補助振動子 θ_m の固有角速度である。

【0090】

具体的には、第2位相差決定ユニット162により仮想歩行振動子 θ_h と仮想歩行補助振動子 θ_m との第2位相差 θ_{h_m} (= θ_h - θ_m)が次式(3)に従って決定される。

【0091】

$$\theta_{h_m} = \sin^{-1} [(\omega_h - \omega_m) / 2\epsilon] \cdots (3)$$

【0092】

続いて、相関係数決定ユニット164により第1位相差 θ_{h_m} と(図2矢印▲3▼参照)、第2位相差 θ_{h_m} との差 $\theta_{h_m} - \theta_{h_m}$ が最小になるように相関係数 ϵ が決定される(図2s6.1)。

【0093】

具体的には次式(4a) (4b)に従って股関節角速度(歩行振動子) ϕ_h' が0となる離散的な時間(…, $t_{id} - 1$ 、 t_{id} 、 $t_{id} + 1$ 、…/図3参照)における相関係数 ϵ が逐次決定される。

【0094】

$$\epsilon(t_{id}+1) = \epsilon(t_{id}) - \eta \{ V_1(t_{id}+1) - V_1(t_{id}) \} / \{ \epsilon(t_{id}) - \epsilon(t_{id}-1) \} \cdots (4a)$$

$$V_1(t_{id}+1) = (1/2) \{ \theta_{HM}(t_{id}+1) - \theta_{hm}(t_{id}) \}^2 \cdots (4b)$$

10

20

30

40

50

【0095】

ここで、 η は第1位相差 θ_{h_m} と第2位相差 θ_{h_m} とを近づけるポテンシャル V_1 の安定性を表す係数である。

【0096】

次に、第1角速度決定ユニット166により相関係数 ϵ （図2矢印▲4▼-1参照）に基づき、仮想歩行補助振動子 θ_m の固有角速度 ω_m が時間変化せずに一定であるという条件下で、第1及び第2位相差の差 $\theta_{h_m} - \theta_{h_m}$ が最小となるように仮想歩行振動子 θ_h の固有角速度 ω_h が次式（5a）（5b）に従って決定される（図2s6.2）。

【0097】

$$\begin{aligned} & \omega_{hL}(t_{idL}) \\ &= -\alpha \int dt ([4\epsilon(t_{idL})^2 - \{\omega_{hL}(t) - \omega_{mL}(t_{idL})\}^2]^{1/2} \\ & \quad \times \sin[\sin^{-1}\{\omega_{hL}(t) - \omega_{mL}(t_{idL}-1)\} \\ & \quad / 2\epsilon(t_{idL})} - \theta_{HM}(t_{idL})]) \dots (5a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \omega_{hR}(t_{idR}) \\ &= -\alpha \int dt ([4\epsilon(t_{idR})^2 - \{\omega_{hR}(t) - \omega_{mR}(t_{idR})\}^2]^{1/2} \\ & \quad \times \sin[\sin^{-1}\{\omega_{hR}(t) - \omega_{mR}(t_{idR}-1)\} \\ & \quad / 2\epsilon(t_{idR})} - \theta_{HM}(t_{idR})]) \dots (5b) \end{aligned}$$

【0098】

ここで α は系の安定性を表す係数である。

【0099】

続いて第2角速度決定ユニット168により仮想歩行振動子 θ_h の固有角速度 ω_h （図2矢印▲4▼-2参照）に基づき、第2位相差 θ_{h_m} が、最適位相差決定ユニット150により決定された最適位相差 θ_d （図2矢印▲5▼参照）に近づくように仮想歩行補助振動子 θ_m の固有角速度 ω_m が次式（6a）（6b）に従って決定される（図2s6.3）。

【0100】

$$\begin{aligned} & \omega_{mL}(t_{idL}) \\ &= \beta \int dt ([4\epsilon(t_{idL})^2 - \{\omega_{hL}(t_{idL}) - \omega_{mL}(t)\}^2] \\ & \quad \times \sin[\sin^{-1}\{\omega_{hL}(t_{idL}) - \omega_{mL}(t)\} \\ & \quad / 2\epsilon(t_{idL})} - \theta_d]) \dots (6a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \omega_{mR}(t_{idR}) \\ &= \beta \int dt ([4\epsilon(t_{idR})^2 - \{\omega_{hR}(t_{idR}) - \omega_{mR}(t)\}^2] \\ & \quad \times \sin[\sin^{-1}\{\omega_{hR}(t_{idR}) - \omega_{mR}(t)\} \\ & \quad / 2\epsilon(t_{idR})} - \theta_d]) \dots (6b) \end{aligned}$$

【0101】

ここで β は系の安定性を表す係数である。

【0102】

次に、第2振動子生成ユニット170により股関節角速度 ϕ_{h_L} 、 ϕ_{h_R} に基づき（図2矢印▲1▼-4参照）、第2角速度決定ユニット168により決定された固有角速度 ω_{m_L} 、 ω_{m_R} （図2矢印▲4▼-3参照）が含まれた次式（7a）（7b）で表されるファン・デル・ポル方程式に従って第2振動子 y_L 、 y_R が決定される（図2s7）。

10

20

30

40

50

【0103】

$$\begin{aligned} y_L'' &= \xi (1 - y_L^2) y_L' - \omega_{mL} y_L \\ &\quad + g (y_L - y_R) + c_1 \phi_{HL} \quad \cdots (7a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} y_R'' &= \xi (1 - y_R^2) y_R' - \omega_{mR} y_R \\ &\quad + g (y_R - y_L) + c_1 \phi_{HR} \quad \cdots (7b) \end{aligned}$$

【0104】

第2振動子 y_L 、 y_R も第1振動子 x_L 、 x_R と同様にルンゲ・クッタ法により決定される。第2振動子 y_L 、 y_R はそれぞれ左右の脚体に関する仮想的な歩行補助リズムを表す。また、第2振動子 y_L 、 y_R はファン・デル・ポル方程式の1つの性質である「相互引き込み」により、股関節角速度（歩行振動子） ϕ_{HL} 、 ϕ_{HR} のリズムと調和しながらも「固有角速度」 ω_{mL} 、 ω_{mR} が反映された自律的なリズムをもつて振動する（図3参照）。

【0105】

続いて、神経振動子生成ユニット180により第2振動子 y_L 、 y_R （図2矢印▲7▼参照）と股関節角度測定ユニット114により測定された左右の股関節角度 ϕ_L 、 ϕ_R （図2矢印▲1▼' 参照）とに基づき「神経振動子モデル」に従って神経振動子 z が生成される（図2s8）。なお、歩行者の左右の股関節角度 ϕ_L 、 ϕ_R は、股関節角速度測定ユニット112による股関節角速度 $\dot{\phi}_H$ の測定と並行して股関節角度測定ユニット114により測定されている（図2s1'）。

【0106】

具体的には、左大腿部の屈曲方向（前方）及び伸展方向（後方）への運動を支配する神経素子 L_+ 、 L_- の出力 z_{L+} 、 z_{L-} 、右大腿部の屈曲方向及び伸展方向への運動を支配する神経素子 R_+ 、 R_- の出力 z_{R+} 、 z_{R-} が次式（8a）～（8f）に従つて決定される。

【0107】

$$\begin{aligned} \tau_{L+} u_{L+}' &= -u_{L+} + w_{L+}/L_+ z_{L+} + w_{L+}/R_+ z_{R+} - \lambda v_{L+} \\ &\quad + k_+ \phi_R - c y_R \quad \cdots (8a) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_{L-} u_{L-}' &= -u_{L-} + w_{L-}/L_+ z_{L-} + w_{L-}/R_- z_{R-} - \lambda v_{L-} \\ &\quad - k_- \phi_R + c y_L \quad \cdots (8b) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_{R+} u_{R+}' &= -u_{R+} + w_{R+}/L_+ z_{L+} + w_{R+}/R_- z_{R-} - \lambda v_{R+} \\ &\quad + k_+ \phi_L + c y_L \quad \cdots (8c) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \tau_{R-} u_{R-}' &= -u_{R-} + w_{R-}/L_- z_{L-} + w_{R-}/R_+ z_{R+} - \lambda v_{R-} \\ &\quad + k_- \phi_L - c y_R \quad \cdots (8d) \end{aligned}$$

$$\sigma_i v_i' = -v_i + z_i \quad (i = L_+, L_-, R_+, R_-) \quad \cdots (8e)$$

$$z_i = \max(0, u_i) \quad \cdots (8f)$$

30

40

【0108】

ここで、 u_i は神経素子 i の膜電位の変動に対応する状態変数、 v_i は神経素子 i の順応効果が反映される自己抑制因子、 τ_i 、 σ_i は状態変数 u_i 、自己抑制因子 v_i の時定数、 w_{ij} (< 0) は神経素子 i 及び j の結合定数、 λ は慣れ係数、 k_+ 、 k_- はフィードバック係数、 c はバイアス係数である。

【0109】

次にトルク生成ユニット192により、神経素子 i の出力 y_i （図2矢印▲8▼参照）に基づき、左右のアクチュエータ220により歩行者に付与される股関節回りのトルク（

50

歩行補助振動子) T_L 、 T_R が次式 (9 a) (9 b) に従って生成される (図 2 s 9)。

【0110】

$$T_L = p_+ z_L + - p_- z_L - \dots \quad (9a)$$

$$T_R = - p_+ z_R + p_- z_R - \dots \quad (9b)$$

【0111】

ここで、 p_+ 、 p_- は活性化係数を表す。

【0112】

そして、生成トルク T_L 、 T_R に応じた電力が電池 230 から左右のアクチュエータ 210 にそれぞれ供給され、トルク T_L 、 T_R がアクチュエータ 210 により歩行者 10 に付与される (図 2 矢印▲ 9 ▼ 参照)。

【0113】

以後、上記処理 (図 2 s 1 ~ s 9) が繰り返されることで、歩行者は歩行補助装置 200 による歩行補助を伴って歩行する。

【0114】

制御システム 100 によれば、歩行リズムが反映された股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H 、に対し、歩行補助の観点から適切な位相差 (~最適位相差 θ_d) を持った第 2 振動子 y を生成した上で、当該第 2 振動子 y に基づきトルク (歩行補助振動子) T を生成することで歩行補助リズムの最適化を図ることができる。

【0115】

詳細にはまず、(1) 固有角速度 ω_M が反映された形で股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H 、と相互に引き込み合う第 1 振動子 x が生成される (図 2 s 2)。第 1 振動子 x は「相互引き込み」の効果により股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H のリズムと調和しながらも固有角速度 ω_M が反映された自律的なリズムをもって振動する。

【0116】

但し、第 1 振動子 x は股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H のリズム (~歩行リズム) と調和するものの、股関節角速度 ϕ_H に対する第 1 位相差 θ_{H_M} が歩行補助に適切な最適位相差 θ_d に近いとは限らない。このため、第 1 振動子 x に基づきトルク (歩行補助振動子) T が決定されると歩行リズムと歩行補助リズムとが歩行補助に不適切な位相差 (~第 1 位相差 θ_{H_M}) を持ち、歩行補助を伴う歩行が不適切となるおそれがある。従って、第 1 振動子 x に基づき、股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H 、に対して歩行補助に適切な位相差を有する新たな振動子が生成される必要がある。

【0117】

そこで (2) 「内部モデル」に従って仮想歩行補助振動子 θ_m の角速度 (新たな固有角速度) ω_m が決定される (図 2 s 6. 1 ~ s 6. 3)。また、この固有角速度 ω_m が反映された形で股関節角速度 (歩行振動子) ϕ_H 、と相互に引き込み合い、第 1 位相差 θ_{H_M} よりも最適位相差 θ_d に近い第 2 位相差 θ_{h_m} を歩行振動子に対して有する第 2 振動子 y が生成される (図 2 s 7)。

【0118】

第 2 振動子 y の生成は、第 1 位相差 θ_{H_M} が最適位相差 θ_d に近づくように固有角速度 ω_m (上式 (1 a) (1 b) 参照) が新たな固有角速度 ω_m に補正された上で、当該補正後の固有角速度 ω_m が反映された形で第 1 振動子 x が再生成されることに相当する (上式 (7 a) (7 b) 参照)。

【0119】

こうして生成された第 2 振動子 y のリズムは歩行リズム (~歩行振動子 ϕ_H のリズム) に対して最適位相差 θ_d 又はこれに近い位相差 (~第 2 位相差 θ_{h_m}) を有する。従って、第 2 振動子 y に基づきトルク (歩行補助振動子) T が決定されれば、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が最適位相差 θ_d に近くなる。

【0120】

そこで (3) 第 2 振動子 y 及び股関節角度 (歩行振動子) ϕ_H に基づき「神経素子モデ

ル」に従って神経素子 i の出力（神経振動子） z_i が生成され（図 2 s 8）、この上で各出力 z_i に基づきトルク（歩行補助振動子） T が生成される（図 2 s 9）。これにより、歩行リズム（～歩行振動子 ϕ_H のリズム）と最適位相差 θ_d を実現し得るようトルク（歩行補助振動子） T が生成される。また、歩行リズムに反映される歩行状態に応じたリズムで当該歩行者の歩行が補助され得る。

【0121】

従って、本発明によれば（1）歩行者の歩行リズム（～歩行振動子 ϕ_H のリズム）の変化に追従しながらも、（2）この歩行リズムと最適位相差 θ_d を有するような自律性を持ち、且つ、（3）歩行者の歩行状態に応じた円滑な歩行補助が実現されるような歩行補助リズムを実現することができる。

10

【0122】

このように、歩行リズムが変動したとき歩行補助リズムがこれに調和しながら追従し、歩行リズムもこの歩行補助リズムに調和するといったように歩行者（人体）と歩行補助装置（機械）200との調和（相互の歩み寄り）を図り得る。従って、歩行者に歩行補助装置200によりその歩行が補助されていることを程よい加減で実感させながらも、適切な歩行補助を実現できる。また、歩行リズムが急激に変動しても、歩行補助リズムがこれに完全追従しないので、歩行者的心身に負担を与えるような歩行補助及び歩行が助成される事態を回避し得る。

【0123】

また、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が歩行者の歩行状態（図 2 矢印▲4 ▼参照）に応じて変動する最適位相差 θ_d に近づけられる（図 2 s 5 等参照）。これにより、歩行者の歩行状態の変動に応じた適切な歩行補助を伴う歩行が実現され得る。

20

【0124】

さらに最適位相差 θ_d が+に決定されることで（図 2 s 5 参照）、歩行リズムと歩行補助リズムとが当該決定値（ > 0 ）又はこれに近い位相差を有し、歩行者は歩行補助装置200を先導する形で歩行し得る（歩行者先導型の歩行）。一方、最適位相差 θ_d が-に決定されることで（図 2 s 5 参照）、歩行リズムと歩行補助リズムとが当該決定値（ < 0 ）又はこれに近い位相差を有し、歩行者は歩行補助装置200に先導される形で歩行し得る（歩行補助装置先導型の歩行）。

【0125】

30

従って、歩行者は負担が比較的小さい「下降歩行状態」では歩行補助装置200を先導し、負担が比較的大きい「上昇歩行状態」では歩行補助装置200に先導される形で歩行し得る。なお、最適位相差は歩行状態に応じて0、+、-に固定されるわけではなく、歩行者の意思や他の要因に応じて変更され得る。

【0126】

続いて、制御システム100により制御される歩行補助装置200の装着歩行実験の結果について図4～図9を用いて説明する。

【0127】

図4、図5、図6には最適位相差 θ_d が0.0 [rad]、-0.2 [rad]、-0.5 [rad]に設定された場合、股関節角速度（歩行振動子） ϕ_H 、とトルク（歩行補助振動子） T との位相差がそれどのように変化するかが示されている。なお、実線は右脚、破線は左脚についての位相差をそれぞれ表している。

40

【0128】

図4～図6に示されているように歩行補助開始時刻 t_0 から間もなくは位相差が比較的大きく変動するが、次第にそれぞれ設定された最適位相差 θ_d に収束していく。これからも明らかなように制御システム100によれば、歩行リズム（～股関節角速度 ϕ_H の振動リズム）と歩行補助リズム（～トルク T の振動リズム）との位相差を、適切なリズムでの歩行補助という観点から決定される最適位相差 θ_d に近づけることができる。

【0129】

図7、図8には歩行周期 T_H （実線）と歩行補助周期 T_M （破線）との変化が示され

50

ている。図7に示すように時刻 t_1 で歩行者が歩行速度を急に上げて歩行周期 T_H が短くなったとき、歩行補助周期 T_M もこれに追従して短くなる。また、時刻 t_2 で歩行者が歩行速度を急に下げて歩行周期 T_H が長くなったとき、歩行補助周期 T_M もこれに追従して長くなる。但し、歩行補助周期 T_M が歩行周期 T_H に完全に追従するのではなく、やや歩行補助周期 T_M が変動され、歩行周期 T_H が当該変動後の T_M に追従するように変化しているのがわかる。

【0130】

これから明らかなように、制御システム100によれば、歩行リズムが変動したとき歩行補助リズムがこれに調和しながら追従し、歩行リズムもこの歩行補助リズムに調和するといったように歩行者（人体）と歩行補助装置（機械）200との調和（相互の歩み寄り）を図り得る。従って、歩行者に歩行補助装置200によりその歩行が補助されていることを程よい加減で実感させながらも、適切な歩行補助を実現できる。また、歩行リズムが急激に変動しても、歩行補助リズムがこれに完全追従しないので、歩行者の心身に負担を与えるような歩行補助及び歩行が助成される事態を回避し得ると期待される。
10

【0131】

これは図8に示すように歩行周期 T_H （実線）が急激に変動することなく緩やかに変動する場合においても同様である。

【0132】

図9には一方の脚におもり（～11kg）を付し、制御システム100による歩行補助装置200の制御が断続的にON/OFFされ、且つ、時刻 t_3 で歩行者がUターンした場合、左右の脚の運びの対称性を表す歩行対称性パラメータAがどのように変化するかが示されている。歩行対称性パラメータAは、一方の脚の着地周期と他方の脚の着地周期との差により表される。歩行対象性パラメータAは、両方の脚が同等の着地周期で動いている場合は0に近くなる一方、片脚を引きずる等、両脚の着地周期に差が生じるような場合には0からずれる。
20

【0133】

図9から明らかなように制御システム100による歩行補助装置200の制御がONになっているときは歩行対称性パラメータAは、当該制御がOFFになっているときよりもその絶対値が全体的に小さい。これは、片脚に重りを付することで本来的には当該片脚を引きずるように歩行するため、両脚の着地周期の差が大きくなるところ、制御システム100によれば両脚の着地リズムの調和が図られていることを示している。
30

【0134】

このように両脚の着地リズムの調和が図られているのは、左右の脚体の相関係数gを含む項が上式(1a) (1b) (7a) (7b)のファン・デル・ポル方程式に含まれているためである。即ち、仮想的な左右の運動に対応する第1振動子 x_L 及び x_R が相互に引き込み合い、また、同じく仮想的な左右の運動に対応する第2振動子 y_L 及び y_R が相互に引き込み合うからである。従って、当該相関係数gの調節により、片脚のみに（けが等による）負荷を抱えている場合でも、歩行対称性パラメータAの絶対値のさらなる減少、ひいては左右両脚の着地リズムが同等の通常歩行に近い歩行を実現することができる。
40

【0135】

本実施形態では股関節角度 ϕ_H 及び角速度 $\dot{\phi}_H$ が測定された上で股関節回りにトルクTが付与されたが、他の実施形態として膝関節角度及び角速度が測定された上で膝関節回りにトルクが付与されてもよく、足関節角度及び角速度が測定された上で足関節回りにトルクが付与されてもよい。

【0136】

また、本実施形態では歩行者に対して一対の関節回りのトルクが付与されたが、他の実施形態として歩行者に対して複数対の関節（左右の股+膝関節、左右の股+足関節、左右の膝+足関節、左右の股+膝+足関節）回りのトルクが付与されてもよい。例えば左右の脚体の全ての関節（股+膝+足関節）回りにトルクが付与される場合、図10に示すように

相互に作用しながら関節ごとに伸展及び屈曲に関する複数対の神経素子の振舞いを表す神経振動子モデルに従って、各関節回りの付与トルクが決定されてもよい。

【0137】

測定される歩行振動子が多くなるほど、ファン・デル・ポル方程式等の第1及び第2振動子 x 、 y の生成に係る非線形微分方程式（上式（1a）（1b）（7a）（7b）参照）や、神経振動子の生成に係る非線形微分方程式（上式（8a）～（8f）参照）中の相関項は多くなるが、当該相関係数の調節によって歩行者の身体の様々な部分の動きに鑑みた一層緻密な歩行補助が実現可能となる。

【0138】

本実施形態では第1振動子 x 及び第2振動子 y が式（1a）（1b）（7a）（7b）により表されるファン・デル・ポル方程式に従って生成されたが、他の実施形態として第1振動子 x 及び第2振動子 y がこれらの式とは異なる形のファン・デル・ポル方程式や、複数振動子間の相互引き込みを実現可能なあらゆる形の非線形微分方程式に従って生成されてもよい。

【0139】

本実施形態では第1及び第2振動子 x 、 y の生成に係る「歩行振動子」として股関節角速度 $\dot{\phi}_H$ 、 $\dot{\phi}_H$ が測定されたが（図2矢印▲1▼-1、▲1▼-4参照）、他の実施形態として第1及び第2振動子 x 、 y の生成に係る「歩行振動子」として股関節角度 ϕ_H や、膝関節、足関節、肩関節、肘関節の角度や角速度、さらには歩行者の着地音、呼吸音、意図的な発聲音等、歩行リズムと連関したリズムで変動する種々のパラメータが測定されてもよい。

10

20

【0140】

本実施形態ではトルク（歩行補助振動子） T の生成に係る「歩行振動子」として股関節角度 ϕ_H が測定されたが（図2矢印▲6▼参照）、他の実施形態としてトルク T の生成に係る「歩行振動子」として股関節角速度 $\dot{\phi}_H$ や、膝関節、足関節、肩関節、肘関節の角度や角速度、さらには歩行者の着地音、呼吸音、意図的な発聲音等、歩行リズムと連関したリズムで変動する種々のパラメータが測定されてもよい。

30

【0141】

本実施形態では「歩行補助振動子」としてアクチュエータ210を介して歩行者に付与される関節回りのトルク T が生成されたが（図2s8参照）、他の実施形態として「歩行補助振動子」としてトルク T のほかにヘッドホン等の聴覚装置（図示略）を介して歩行者が聴覚的に知覚可能な周期的な音や、ゴーグル等の視覚装置（図示略）を介して知覚可能な周期的な光又は標識や、装置等により歩行者が背中や肩等の身体の一部の触覚を介して知覚可能な周期的な叩き（ノック）等が生成されてもよい。

40

【0142】

本実施形態では歩行振動子ユニット100により測定される歩行振動子に基づいて歩行状態が判定されたが、他の実施形態として、生理パラメータ測定ユニット（図示略）により、歩行者の生理状態を表す生理パラメータ（歩行に伴い動く筋肉の筋電位等）が測定された上で、歩行状態判定ユニット140により当該生理パラメータのパターンに基づいて「歩行状態」が判定されてもよい。

【0143】

本実施形態では「歩行状態」として「上昇歩行状態」、「平地歩行状態」及び「下降歩行状態」の別が判定されたが、他の実施形態としてこれとは別に又はこれに加えて「歩行状態」として歩行の緩急が判定されてもよい。また、当該実施形態において最適位相差決定ユニット150により基本的に歩行が急であれば-（例えば-0.2 [rad] 以下）、歩行が緩やかであれば+（例えば+0.5 [rad] 以上）となるように最適位相差 θ_d が決定されてもよい。

【0144】

当該実施形態によれば、歩行者は負担が比較的小さい「緩やかな歩行」に際しては歩行補助装置200を先導し、負担が比較的大きい「急な歩行」では歩行補助装置200に先導

50

される形で歩行し得る。

【0145】

なお、最適位相差 θ_d が基本的に+に決定される「下降歩行状態」で、且つ、最適位相差 θ_d が基本的に-に決定される「急な歩行」である場合、両者の整合を図り得るファジー制御により基本的な最適位相差 θ_d が決定されてもよい。

【0146】

また、本発明の制御システム 100 の他の実施形態として、歩行状態判定ユニット 140 により判定された「歩行状態」に応じ、第1及び第2振動子 x、y の生成に係る左右の脚体（仮想的な複数の物体間）の相関係数 g （上式（1a）（1b）（7a）（7b）参照）を調節する「第1相関調節ユニット」を備えていてもよい。 10

【0147】

当該実施形態によれば、左右の脚体の定性的相関に基づき、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該定性的相関が歩行状態の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、歩行状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0148】

さらに本発明の制御システム 100 の他の実施形態として、歩行状態判定ユニット 140 により判定された「歩行状態」に応じ、トルク T 等の歩行補助振動子の生成に係る仮想的な複数の神経素子 i 、 j （図2参照）間の相関係数 $w_{i,j}$ （上式（8a）～（8d）参照）を調節する「第2相関調節ユニット」を備えていてもよい。 20

【0149】

当該実施形態によれば、仮想的な複数の神経素子の相関強度の調節を通じ、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該相関強度が歩行状態の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、歩行状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0150】

本発明の制御システム 100 の他の実施形態として、歩行者の生理状態を表す生理パラメータ（歩行者の心拍数、呼吸回数、血中の乳酸や酸素等の濃度、発汗量、まばたきの回数等）を測定する「生理パラメータ測定ユニット」と、生理パラメータ測定ユニットにより測定される生理パラメータに基づきこの歩行者の「生理状態」を判定する「生理状態判定ユニット」とを備え、生理状態判定ユニットにより判定された「生理状態」に応じ、最適位相差決定ユニット 150 によって最適位相差 θ_d が決定されてもよい。 30

【0151】

当該実施形態によれば、歩行リズムと歩行補助リズムとの位相差が歩行者の生理状態に応じて変動する最適位相差 θ_d に近づけられることで、生理状態の変動に応じた適切な歩行補助を伴う歩行を実現することができる。

【0152】

また、「生理状態判定ユニット」により歩行者の「疲労度」が判定され、「最適位相差決定ユニット」により基本的に平地生理状態では0、上昇生理状態では-（例えば-0.5 [rad] 以下）、下降生理状態では+（例えば+0.3 [rad] 以上）となるよう最適位相差 θ_d が決定されてもよい。 40

【0153】

当該実施形態によれば、歩行者はその疲労度が小さい場合は歩行補助装置 200 を先導し、その疲労度が大きい場合は歩行補助装置 200 に先導される形で歩行し得る。なお、最適位相差は生理状態に応じて+、-に固定されるわけではなく、歩行者の意思や他の要因に応じて変更され得る。

【0154】

また、本発明の制御システム 100 の他の実施形態として、歩行状態判定ユニット 140 により判定された「歩行状態」に応じ第1及び第2振動子 x、y の生成に係る左右の脚体（仮想的な複数の物体間）の相関係数 g （上式（1a）（1b）（7a）（7b）参照） 50

を調節する「第1相関調節ユニット」とを備えていてもよい。

【0155】

さらに本発明の制御システム100の他の実施形態として、歩行者の生理状態を表す生理パラメータ（歩行者の心拍数、呼吸回数、血中の乳酸や酸素等の濃度、発汗量、まばたきの回数等）を測定する「生理パラメータ測定ユニット」と、生理パラメータ測定ユニットにより測定される生理パラメータに基づきこの歩行者の「生理状態」を判定する「生理状態判定ユニット」と、生理状態判定ユニットにより判定された「生理状態」に応じ第1及び第2振動子x、yの生成に係る左右の脚体（仮想的な複数の物体間）の相関係数g（上式（1a）（1b）等参照）を調節する「第1相関調節ユニット」とを備えていてもよい。

10

【0156】

当該実施形態によれば、左右の脚体の定性的相関に基づき、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該定性的相関が生理状態の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、生理状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0157】

また本発明の制御システム100の他の実施形態として、歩行状態判定ユニット140により判定された「歩行状態」に基づき「歩行補助振動子」の生成に係る仮想的な複数の神経素子i、j（図2参照）間の相関係数w_{i,j}（上式（8a）～（8d）参照）を調節する「第2相関調節ユニット」を備えていてもよい。

20

【0158】

さらに本発明の制御システム100の他の実施形態として、歩行者の生理状態を表す生理パラメータ（歩行者の心拍数、呼吸回数、血中の乳酸や酸素等の濃度、発汗量、まばたきの回数等）を測定する「生理パラメータ測定ユニット」と、生理パラメータ測定ユニットにより測定される生理パラメータに基づきこの歩行者の「生理状態」を判定する「生理状態判定ユニット」と、生理状態判定ユニットにより判定された「生理状態」に基づき「歩行補助振動子」の生成に係る仮想的な複数の神経素子i、j（図2参照）間の相関係数w_{i,j}（上式（8a）～（8d）参照）を調節する「第2相関調節ユニット」を備えていてもよい。

【0159】

30

当該実施形態によれば、仮想的な複数の神経素子の相関強度の調節を通じ、歩行補助リズムが適切に調節され得ることに加え、当該相関強度が生理状態の変動に応じて変動するという事情を反映させた形で、生理状態に応じた最適なリズムでの歩行補助をリアルタイムで実現することができる。

【0160】

なお、本発明の制御システム100の他の実施形態として次のような構成が採用されてもよい。即ち、まず決定ユニット160及び第2振動子生成ユニット170の機能が一時停止される。次に、第1振動子xが神経振動子生成ユニット180に直接入力され（図2矢印▲2▼から▲7▼への直接移行）、神経振動子z及びトルクTが決定される（図2s8、s9）。続いて、第3位相差決定ユニット（図示略）により、股関節角速度（歩行振動子） ϕ_H と、トルク（歩行補助振動子）Tとの位相差が測定される。さらに、最適位相差決定ユニット150により、当該位相差と同一又は近似するような最適位相差 θ_d が決定される。この上で、決定ユニット160及び第2振動子生成ユニット170の機能が回復され、最新の最適位相差 θ_d （図2矢印▲5▼参照）に基づき第2振動子yが生成される（図2s6、1～s6、3、s7参照）。また、第2振動子y（図2矢印▲7▼参照）に基づき神経振動子z及びトルクTが生成される（図2s8、s9参照）。

40

【0161】

当該実施形態によれば、決定ユニット160及び第2振動子生成ユニット170の機能が一時停止されることで、一般には股関節角速度（歩行振動子） ϕ_H と、トルク（歩行補助振動子）Tとの位相差がそれまでの最適位相差 θ_d から外れていく。また、当該位

50

相差は歩行者と歩行補助装置200との調和による最適な位相差に収束する。そして、この位相差と同一又は近似するように最適位相差 θ_d が新たに決定され、決定ユニット160及び第2振動子生成ユニット170の機能が回復されることで、歩行と歩行補助とが当該新たな最適位相差 θ_d に近づくようにトルク(歩行補助振動子)Tが制御される。

【0162】

上述のように当該新たな最適位相差 θ_d は歩行者と歩行補助装置200との調和の観点から最適な位相差(又はこれに近似する位相差)である。従って、歩行者は歩行補助装置200の歩行補助により、歩行補助リズムと最適に調和したリズムで歩行することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【図1】本発明の制御システムの一実施形態の構成説明図

【図2】本発明の制御システムの一実施形態の機能説明図

【図3】2つの振動子の相関に関する説明図

【図4】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その1)

【図5】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その2)

【図6】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その3)

【図7】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その4)

【図8】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その5)

【図9】本発明の制御システムの一実施形態による歩行補助機能の説明図(その6)

【図10】本発明の制御システムの他の実施形態の神経振動子モデルの説明図

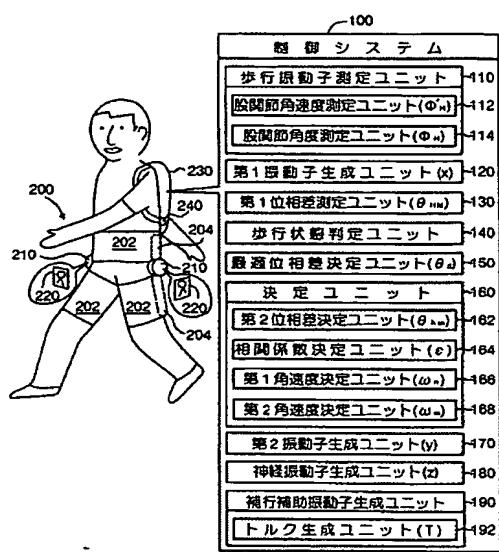
20

【符号の説明】

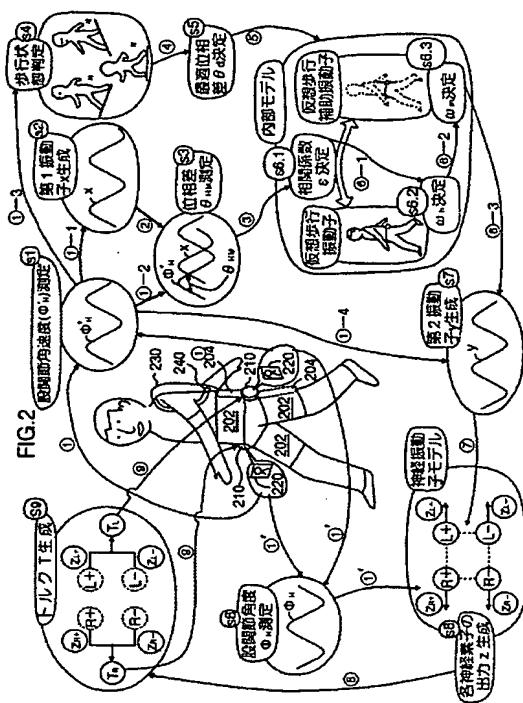
100…制御システム、110…歩行振動子測定ユニット、112…股関節角速度測定ユニット、114…股関節角度測定ユニット、120…第1振動子生成ユニット、130…第1位相差測定ユニット、140…歩行状態判定ユニット、150…最適位相差決定ユニット、160…決定ユニット、162…第2位相差決定ユニット、164…相関係数決定ユニット、166…第1角速度決定ユニット、168…第2角速度決定ユニット、170…第2振動子生成ユニット、180…神経振動子生成ユニット、190…歩行補助振動子生成ユニット、192…トルク生成ユニット、200…歩行補助装置、210…アクチュエータ、220…角度センサ

【図 1】

FIG.1

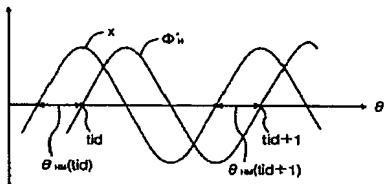


【図 2】

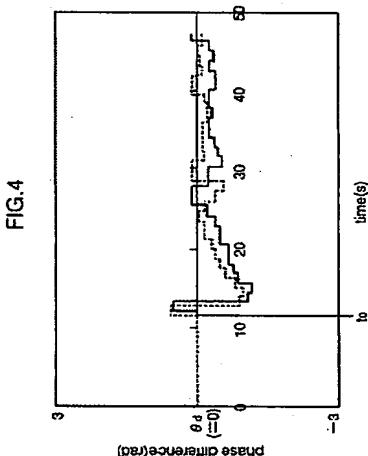


【図 3】

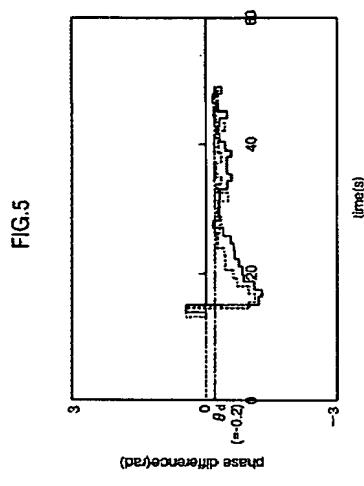
FIG.3



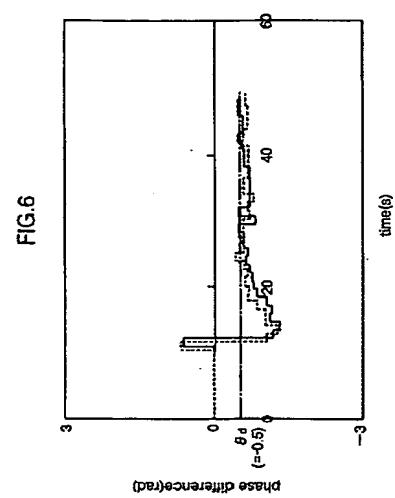
【図 4】



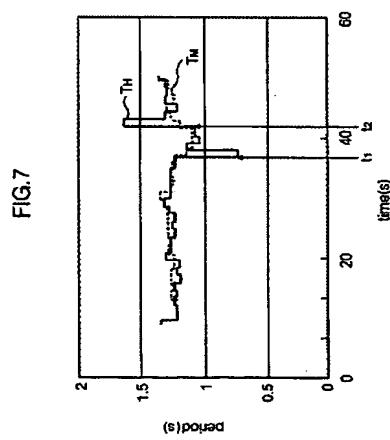
【図 5】



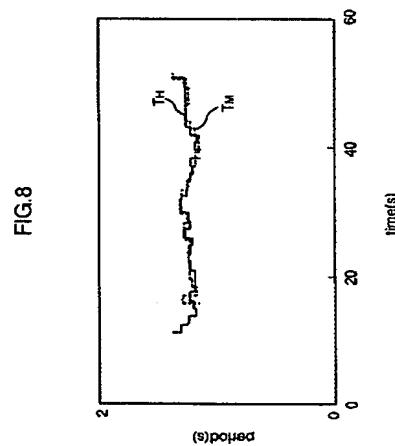
【図 6】



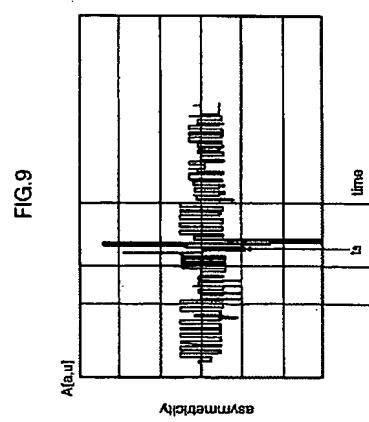
【図 7】



【図 8】

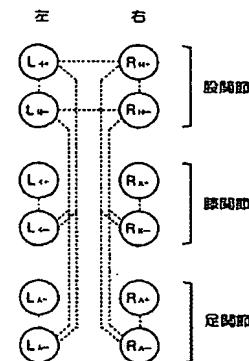


【図 9】



【図 10】

FIG.10



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record.**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES

FADING TEXT OR DRAWING

BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING

SKEWED/SLANTED IMAGES

COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS

GRAY SCALE DOCUMENTS

LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT

REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY

OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.